



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 100 64 785 A 1**

⑤ Int. Cl. 7:
A 61 B 6/03

⑳ Aktenzeichen: 100 64 785.5
㉔ Anmeldetag: 22. 12. 2000
㉕ Offenlegungstag: 26. 7. 2001

DE 100 64 785 A 1

③0 Unionspriorität:
472560 27. 12. 1999 US

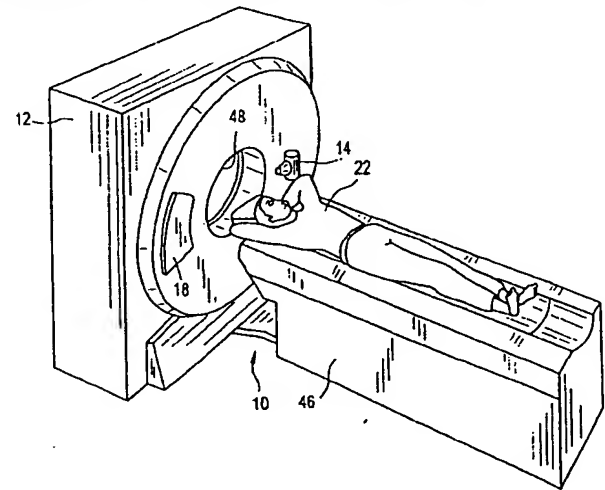
㉗ Anmelder:
GE Medical Systems Global Technology Company
LLC, Waukesha, Wis., US

㉘ Vertreter:
Tiedtke, Bühling, Kinne & Partner, 80336 München

㉚ Erfinder:
Hsieh, Jiang, Brookfield, Wis., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

- ⑤4 Verfahren und Vorrichtung zum Schätzen einer Herzbewegung unter Verwendung von Projektionsdaten
- ⑤7 Gemäß einem Ausführungsbeispiel ist ein Verfahren zur Schätzung der Bewegung eines Teils eines Objekts (22) unter Verwendung eines CT-Abbildungssystems (10) ausgebildet. Dieses Verfahren beinhaltet die Schritte der Abtastung des Objekts mit dem CT-Abbildungssystem zur Erfassung konjugierter Datenabtastungen, der Analyse der konjugierten Datenabtastungen zur Beseitigung von Daten, die überlappende, Nicht-Bewegungs-Abschnitte des Objekts darstellen, und der Schätzung einer Herzbewegung (64) aus den analysierten konjugierten Datenabtastungen.
- Ein Vorteil dabei ist, dass keine EKG-Einrichtung zur Schätzung der Herzbewegung erforderlich ist, wenn dieses Verfahren zur Bewegungsschätzung angewendet wird.



DE 100 64 785 A 1

Die Erfindung betrifft allgemein Verfahren und Vorrichtungen zur Computertomographie-(CT-)Abbildung sich bewegender Objekte, und insbesondere Verfahren und Vorrichtungen zur CT-Abbildung eines Patientenhertzes.

Zumindest bei einem bekannten Computertomographie-(CT-)Abbildungssystemaufbau projiziert eine Röntgenquelle einen fächerförmigen Strahl, der kollimiert ist, dass er in eine X-Y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems liegt, die allgemein als Abbildungsebene bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl fällt durch das abgebildete Objekt, wie einen Patienten. Nachdem der Strahl durch das Objekt gedämpft wurde, trifft er auf ein Array von Strahlungserfassungseinrichtungen. Die Intensität der an dem Erfassungsarray empfangenen gedämpften Strahlung hängt von der Dämpfung des Röntgenstrahls durch das Objekt ab. Jedes Erfassungselement des Arrays erzeugt ein separates elektrisches Signal, das ein Maß der Strahldämpfung am Erfassungsort ist. Die Dämpfungsmaße von allen Erfassungseinrichtungen werden separat zur Erzeugung eines Übertragungsprofils erfasst.

Bei bekannten CT-Systemen der dritten Generation drehen sich die Röntgenquelle und das Erfassungsarray mit einem Fasslager in der Abbildungsebene und um das abgebildete Objekt, so dass sich der Winkel, an dem der Röntgenstrahl das Objekt schneidet, konstant ändert. Eine Gruppe von Röntgendämpfungsmaßen, d. h. Projektionsdaten, von dem Erfassungsarray bei einem Fasslagerwinkel wird als "Ansicht" bezeichnet. Eine "Abtastung" des Objekts umfasst einen Satz von Ansichten bei verschiedenen Fasslagerwinkeln, oder Ansichtswinkeln, während einer Umdrehung der Röntgenquelle und der Erfassungseinrichtung. Bei einer axialen Abtastung werden die Projektionsdaten zur Ausbildung eines Bildes verarbeitet, das einem zweidimensionalen Schnitt durch das Objekt entspricht. Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird im Stand der Technik als gefiltertes Rückprojektionsverfahren bezeichnet. Bei diesem Verfahren werden die Dämpfungsmaße von einer Abtastung in ganze Zahlen, sog. "CT-Zahlen" oder "Hounsfield-Einheiten" umgewandelt, die zur Steuerung der Helligkeit eines entsprechenden Bildelements auf einer Kathodenstrahlröhrenanzeigeeinrichtung verwendet werden.

Die Anwendung der herkömmlichen Computertomographie (CT) bei Herzanwendungen hat seit kurzem an erheblichem Interesse gewonnen, was auf den Erfolg der Verkalungsauswertung und der Entwicklung einer phasenkodierten Herzkonstruktion zurückzuführen ist. Bei beiden Entwicklungen ist die Verwendung von EKG-Signalen ein integraler Bestandteil des Prozesses, in dem der Patient und die Abtasteinrichtung mit einer EKG-Überwachungseinrichtung zu verbinden sind. Mit diesem Ansatz sind viele Nachteile verbunden. Zum ersten erzeugt die EKG-Einrichtung Extrakosten für die Untersuchung. Zum zweiten ist das Anbringen und das Abnehmen von EKG-Anschlüssen zeitraubend und beschwerlich. Zum dritten ist bekannt, dass das durch das EKG gelieferte elektrische Signal aufgrund von Schwankungen in der Verzögerung von Patient zu Patient mit der mechanischen Bewegung des Herzens nicht exakt übereinstimmt.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren und eine Vorrichtung zum Schätzen einer Herzbewegung unter Verwendung erfasster CT-Projektionsdaten auszugestalten, ohne dass die Verwendung einer EKG-Einrichtung erforderlich ist.

Gemäss einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ist ein Verfahren zum Schätzen der Bewegung eines Teils eines

Objekts unter Verwendung eines CT-Abbildungssystems ausgestaltet. Dieses Verfahren umfasst ein Abtasten des Objekts mit dem CT-Abbildungssystem, um konjugierte Datenabtastungen zu erfassen, ein Analysieren der konjugierten Datenabtastungen zur Beseitigung von Daten, die überlappen, sich nicht bewegende Abschnitte des Objekts darstellen, und ein Schätzen einer Herzbewegung aus den analysierten konjugierten Datenabtastungen.

Wird das vorstehend angeführte Verfahren zur Schätzung der Herzbewegung verwendet, ist keine EKG-Einrichtung für eine derartige Schätzung erforderlich.

Fig. 1 zeigt eine bildliche Darstellung eines CT-Abbildungssystems.

Fig. 2 zeigt ein schematisches Blockschaltbild des in Fig. 1 dargestellten Systems.

Fig. 3 zeigt eine geometrische Darstellung der Strahlungsquelle und der Erfassungseinrichtung des in Fig. 1 veranschaulichten CT-Abbildungssystems, wobei der Projektionswinkel β , der Erfassungswinkel γ und der maximale Erfassungswinkel γ_m gezeigt sind.

Fig. 4 zeigt eine Darstellung unterschiedlicher Projektionsdaten, die vier Fasslagerdrehungen (nach der Vorverarbeitung und Kalibrierung) entsprechen, die in einem Tierversuch erhalten wurden.

Fig. 5 zeigt die unterschiedlichen Projektionen aus Fig. 4, die bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung verarbeitet wurden, das eine Biaskorrektur verwendet.

Fig. 6 zeigt einen Vergleich der Herzbewegungssignatur, die durch ein Ausführungsbeispiel der Erfindung bestimmt wird, und eines entsprechenden EKG-Signals.

In den Fig. 1 und 2 ist ein Computertomographie-(CT-)Abbildungssystem 10 mit einem Fasslager 12 gezeigt, das eine CT-Abtasteinrichtung einer "dritten Generation" darstellt. Das Fasslager 12 weist eine Röntgenquelle 14 auf, die Röntgenstrahlen 16 zu einem Erfassungsarray 18 auf der entgegengesetzten Seite des Fasslagers 12 projiziert. Das Erfassungsarray 18 wird durch Erfassungselemente 20 gebildet, die zusammen die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die durch ein Objekt 22, beispielsweise einen medizinischen Patienten fallen. Das Erfassungsarray 18 kann als Einfachschnitt- oder Mehrfachschnittaufbau hergestellt sein. Jedes Erfassungselement 20 erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls und somit die Dämpfung des Strahls darstellt, wenn er durch den Patienten 22 hindurchfällt. Während einer Abtastung zur Erfassung von Röntgenprojektionsdaten drehen sich das Fasslager 12 und die daran angebrachten Komponenten um einen Drehmittelpunkt 24.

Die Drehung des Fasslagers 12 und der Betrieb der Röntgenquelle 14 werden durch eine Steuereinrichtung 26 des CT-Systems 10 gesteuert. Die Steuereinrichtung 26 enthält eine Röntgensteuereinrichtung 28, die die Röntgenquelle 14 mit Energie und Zeitsignalen versorgt, und eine Fasslagermotorsteuerung 30, die die Drehgeschwindigkeit und Position des Fasslagers 12 steuert. Ein Datenerfassungssystem (DAS) 32 in der Steuereinrichtung 26 tastet analoge Daten von den Erfassungselementen 20 ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur nachfolgenden Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung 34 empfängt abgetastete und digitalisierte Röntgendaten von dem DAS 32 und führt eine Bildrekonstruktion mit hoher Geschwindigkeit durch. Das rekonstruierte Bild wird einem Computer 36 als Eingangssignal zugeführt, das das Bild in einer Massenspeichereinrichtung 38 speichert.

Der Computer 36 empfängt auch Befehle und Abtastparameter von einem Bediener über eine Konsole 40, die eine Tastatur aufweist. Eine zugehörige Kathodenstrahlröhrenanzeigeeinrichtung 42 ermöglicht es dem Bediener, das rekon-

struierte Bild und andere Daten vom Computer 36 zu überwachen. Die vom Bediener zugeführten Befehle und Parameter werden vom Computer 36 zur Bereitstellung von Steuersignalen und Informationen für das DAS 32, die Röntgensteuereinrichtung 28 und die Fasslagermotorsteuereinrichtung 30 verwendet. Außerdem bedient der Computer 36 eine Tischmotorsteuereinrichtung 44, die einen motorisierten Tisch 46 zur Positionierung des Patienten 22 im Fasslager 12 steuert. Insbesondere bewegt der Tisch 46 Abschnitte des Patienten 22 durch eine Fasslageröffnung 48.

Die Erfindung macht von der Tatsache Gebrauch, dass bei der Herzabtastung die Hauptquelle der Abtastung das Herz 50 des Patienten 22 ist, insbesondere im axialen Abtastmodus, während dem der Patient die Luft anhält. Daher wird das Objekt bzw. der Patient 22 durch das Abbildungssystem 10 zur Erfassung von Datenabtastungen abgetastet, die konjugierte Datenabtastungen enthalten, die sich entweder um π oder 2π im Projektionswinkel unterscheiden. Die konjugierten Projektionsabtastungen werden analysiert, um alle überlappenden Strukturen (wie Rippen 52 und Brustwände 54 des Patienten 22) zu entfernen, und ein Bild des Objekts oder des Patienten 22 wird aus den analysierten Abtastungen rekonstruiert. Gemäss einem Ausführungsbeispiel werden konjugierte Datenabtastungen differenziert. Die verbleibenden Datenabtastungen stellen ein sich aus der Herzbewegung ergebendes Differenzsignal dar, und werden zur Schätzung der Herzbewegung verwendet.

Unter Verwendung einer Fächerstrahlung 16 werden konjugierte Strahlen einer Projektion, die sich um π unterscheiden, während eines verlängerten Zeitabschnitts erfasst. Gemäss Fig. 3 projiziert eine Strahlungsquelle 14 beispielsweise einen Strahl 16 an der Erfassungseinrichtung 18, wo die X- und Y-Achsen senkrecht auf der Drehachse des Fasslagers 12 stehen. In Fig. 3 stellen β einen Projektionswinkel, γ einen Erfassungswinkel und γ_m den maximalen Erfassungswinkel dar. Der Erfassungswinkel γ ist ein Winkel, der durch einen beliebigen Strahl in einer Projektion mit dem Isostrahl R der gleichen Projektion gebildet wird. Ein konjugierter Strahl zu (γ, β) ist $(-\gamma, \beta + \pi - 2\gamma)$. Für $-\gamma_m < \gamma < \gamma_m$ variiert ein entsprechender Winkel β im Bereich von $(\beta + \pi - 2\gamma_m, \beta + \pi + 2\gamma_m)$, der einen Projektionswinkelbereich von $4\gamma_m$ abdeckt, der grob $1/8$ einer Drehung entspricht. Daher werden bei einem Ausführungsbeispiel unter Verwendung einer Abtastgeschwindigkeit von 1,0 s konjugierte Strahlen über ein Zeitintervall von 0,125 s erfasst. Diese Periode beinhaltet eine signifikante Herzbewegung. Eine signifikante Herzbewegung tritt auch während der Erfassung konjugierter Abtastungen entlang einer Geraden $\beta = \gamma_m - \gamma$ auf. Bei einem anderen Ausführungsbeispiel wird eine höhere Abtastgeschwindigkeit verwendet. Beispielsweise werden bei der Verwendung einer Abtastgeschwindigkeit von 0,5 s konjugierte Abtastungen über ein Intervall von 62,5 ms erfasst, was einen kleinen Abschnitt des Herzzyklus ausmacht.

Gemäss einem Ausführungsbeispiel mit einer Abtastgeschwindigkeit von 1,0 s werden konjugierte Abtastungen verwendet, die 2% entfernt sind. Bei diesem Ausführungsbeispiel ist der einer einzelnen Projektion entsprechende konjugierte Abtastatz eine andere Projektion. Daher werden beide Abtastätze in einem kurzen Zeitabschnitt erfasst. Bei jeder Projektion ist die Herzbewegung klein genug, so dass sie ignoriert werden kann.

In Fig. 4 ist ein Bild 56 gezeigt, das differenzielle Projektionsdaten darstellt, die vier Fasslagerdrehungen (nach der Vorverarbeitung und Kalibrierung) entsprechen, und in einem Tierversuch erhalten wurden. Die Ansicht verändert sich entlang der horizontalen Achse; die Erfassungselementposition 20 (die verschiedenen DAS-Kanälen entspricht) verändert sich entlang der vertikalen Achse. Bei dieser Stu-

die wurde ein Schwein mit einer Abtastgeschwindigkeit von 1,0 s abgetastet, und EKG-Signale wurden aufgezeichnet. Die Pulsfrequenz des Schweins betrug grob 100 Schläge pro Minute, was merklich höher als die typische menschliche Herzfrequenz ist. Das Bild 56 zeigt deutlich ein Sinogramm 58 des Schweineherzens, in dem alle anderen überlappenden Strukturen beseitigt sind. Da die voneinander 2π entfernten Projektionen zu unterschiedlichen Zeitmomenten erfasst werden, sind die Ergebnisse bezüglich Fehlern aufgrund einer Photonenflussschwankung, Datenerfassungsgenauigkeit und einer nicht perfekten Kalibrierung empfindlich. Die Fehler können als vertikale Streifen 60 in dem Bild beobachtet werden.

Zum Schutz vor diesen Fehlern wurde eine zusätzliche Verarbeitung bei dem differenziellen Signal angewendet. Im allgemeinen ist das Herz nahe einem zentralen Bereich der Ansicht und weg von Kantenzellen lokalisiert, d. h. von Erfassungselementen 62 an Außenbereichen der Erfassungseinrichtung 18 (wie in Fig. 2 gezeigt). Es ist relativ einfach, einen Patienten 22 auf dem Tisch 46 derart zu positionieren, dass sich das Herz des Patienten 22 innerhalb des Zentrums des 45 cm-Ansichtfeldes weg von diesen Kantenzellen befindet. Daher sollten die Kantenzellen beider Seiten der Erfassungseinrichtung 18 keinen Herzbewegungseinfluss enthalten.

Gemäss einem Ausführungsbeispiel und gemäss Fig. 5 wurde der Durchschnitt dieser Kantenzellen zur Bestimmung eines Bias verwendet, der durch die differenzielle Signalschätzung eingeführt wird. Fig. 5 stellt die differenziellen Projektionen aus Fig. 4 dar, die gemäss einem Ausführungsbeispiel mit einer Bias-Korrektur verarbeitet sind. Die bei diesem Ausführungsbeispiel angewendete Bias-Korrektur verwendet eine Durchschnittsbildung von 21 Kanälen beider Seiten des Erfassungssarrays 18 zur Bestimmung eines DC-Bias von Ansicht zu Ansicht. Der DC-Bias wird dann von den differenziellen Datensignalen ansichtweise subtrahiert. Infolgedessen sind die in Fig. 4 erscheinenden vertikalen Streifen 16 nahezu beseitigt.

Bei anderen Ausführungsbeispielen werden andere Verfahren zur Bias-Kompensation verwendet. Beispielsweise wird gemäss einem Ausführungsbeispiel ein Skalierungsfaktor auf ähnliche Weise wie der DC-Bias bestimmt und zur Multiplikation jeder Projektion verwendet. Ein Durchschnittswert S_{AV} von 21 Kantenkanälen S_i wird über alle Ansichten bestimmt. Für jede Projektionsansicht i wird der Durchschnitt S_i der 21 Kantenkanäle bestimmt, und der Skalierungsfaktor für die Ansicht ist S_{AV}/S_i .

Gemäss einem Ausführungsbeispiel wird nach der Rekonstruktion eines differenziellen Bildes die Herzbewegungssignatur bestimmt. Beispielsweise wird ein durchschnittliches differenzielles Datensignal für jede Ansicht als Indikator für das Ausmaß der Herzbewegung verwendet. Fig. 6 zeigt den Vergleich zwischen einer bestimmten Herzbewegungssignatur 64 und einem entsprechenden EKG-Signal 66. Die Herzbewegungssignaturschätzung beruht auf CT-Projektionsdaten.

Fig. 6 zeigt, dass eine sehr genaue und konsistente Entsprechung zwischen der Signatur 64 und dem EKG-Signal 66 erreicht wird, was demonstriert, dass die Projektions-schätzung eine geeignete Alternative zum EKG-Signal 66 liefert.

Bei der Erzeugung von Fig. 6 wurde lediglich ein Durchschnittssignal für jede Ansicht als Bewegungsindikator verwendet. Gemäss einem anderen Ausführungsbeispiel werden andere Bewegungsindikatoren verwendet. Beispielsweise werden die maximale und die minimale Schwankung in jeder Ansicht zur Anzeige der Herzbewegung verwendet.

Gemäss einem Ausführungsbeispiel wird ein rekonstru-

iertes differenzielles Bild 68 wie das in Fig. 5 gezeigte zur automatischen Identifizierung eines Orts des Herzens 50 des Patienten 22 entweder im Projektionsraum oder im Bildraum verwendet. Schwellenwerte werden zur Erfassung von Daten zur Isolierung des Herzens 50 in der Projektion angewendet. Wie es aus Fig. 5 ersichtlich ist, stellt lediglich der Bereich 70, in dem signifikante Auslesewerte registriert sind, das Herz 50 dar. Durch Definition des Herzbereichs 70 bei der Ansicht 72, in der die Intensität des differenziellen Bildes 68 größer als ein vordefinierter Schwellenwert ist, werden jeweils die linke und rechte Kante 74 und 76 des Herzens 50 bei der Projektion isoliert. Durch die Aufnahme von Herzprojektionsgrenzen 74, 76 von Ansicht zu Ansicht werden Ungenauigkeiten bei der Herzgrenzenschätzung weiter verringert. Zur weiteren Verringerung von Ungenauigkeiten werden Bereiche in dem differenziellen Bild innerhalb der Herzgrenzen mit einem Gewichtungsfaktor vor der Durchschnittssignalberechnung multipliziert. Die Gewichtungsfunktion beaufschlagt die Bereiche in der Nähe der Kante des Herzens mit geringerem Gewicht und Bereiche gut in dem Herzen mit höherem Gewicht. Nachdem die Grenzen 74, 76 bei der Projektion 68 identifiziert sind, wird ein entsprechender Herzbereich 70 in dem Bild identifiziert und für andere Herzbildanalysen verwendet, wie für die Ausstoßbruchteilanalyse, Kontrastanalyse, usw. Gemäss einem Ausführungsbeispiel wird die Grenzidentifizierung zur Verfeinerung der Herzstrukturherleitung durch Fokussierung lediglich im Herzbereich 70 verwendet, was den Einfluss von Nicht-Herz-Objekten vollständig beseitigt.

Nachdem ein Herzsignal erhalten wurde, wird gemäß einem Ausführungsbeispiel die Beeinträchtigung der Bilder durch Rauschen weiter verringert. Diese Verringerung wird beispielsweise durch Tiefpassfilterung oder Kurvenanpassung erreicht. Die Kurvenanpassung zum Erhalten einer Signaturkurve erleichtert vorteilhafterweise die Identifizierung von Phasen und einer Periodizität des Herzens unter Verwendung der angepassten Kurven und der Anpassungsparameter.

Gemäss einem Ausführungsbeispiel tastet das CT-Abbildungssystem 10 einen Patienten 22 auf dem Tisch 46 durch Drehung des Fasslagers 12 ab, während die Röntgenquelle 14 mit Energie versorgt ist. Signale vom Erfassungsarray 18 werden durch das DAS 32 und die Bildrekonstruktionseinrichtung 34 verarbeitet.

Der Computer 36 ist zur Durchführung von Datenverarbeitungsschritten von einem oder mehreren vorstehend beschriebenen Verfahrensausführungsbeispielen programmiert, und sich ergebende Bilder und/oder Daten (beispielsweise die Herzbewegungssignatur) werden auf der Anzeigeeinrichtung 42 dargestellt.

Aus der vorhergehenden Beschreibung der verschiedenen Ausführungsbeispiele ist ersichtlich, dass die Herzbewegung aus erfassten CT-Projektionsdaten genau geschätzt wird. Ferner liefern die erfindungsgemäßen Verfahren und Vorrichtungen diese Schätzung ohne das Erfordernis einer EKG-Einrichtung. Obwohl bestimmte Ausführungsbeispiele beschrieben und veranschaulicht sind, ist klar verständlich, dass dies lediglich der Veranschaulichung dient und nicht als Einschränkung verstanden werden kann. Außerdem ist das hier beschriebene CT-System ein System der "dritten Generation", bei dem sich sowohl die Röntgenquelle als auch die Erfassungseinrichtung mit dem Fasslager drehen. Es können aber auch viele andere CT-Systeme einschließlich Systeme der "vierten Generation" verwendet werden, bei denen die Erfassungseinrichtung eine stationäre Vollringerfassungseinrichtung ist, und sich lediglich die Röntgenquelle mit dem Fasslager dreht, wenn einzelne Erfassungselemente zur Ausbildung einer im wesentlichen

gleichförmigen Antwort auf einen gegebenen Röntgenstrahl korrigiert werden. Des weiteren führt das hier beschriebene System eine axiale Abtastung durch. Allerdings kann die Erfindung auch mit einer Wendelabtastung verwendet werden, obwohl mehr als 360 Grad Daten erforderlich sind. Demnach ist der Schutzbereich der Erfindung lediglich durch die beigefügten Patentansprüche und darunter fallende Äquivalente beschränkt.

Gemäss einem Ausführungsbeispiel ist ein Verfahren zur Schätzung der Bewegung eines Teils eines Objekts (22) unter Verwendung eines CT-Abbildungssystems (10) ausgebildet. Dieses Verfahren beinhaltet die Schritte der Abtastung des Objekts mit dem CT-Abbildungssystem zur Erfassung konjugierter Datenabtastungen, der Analyse der konjugierten Datenabtastungen zur Beseitigung von Daten, die überlappende, Nicht-Bewegungs-Abschnitte des Objekts darstellen, und der Schätzung einer Herzbewegung (64) aus den analysierten konjugierten Datenabtastungen.

Ein Vorteil dabei ist, dass keine EKG-Einrichtung zur Schätzung der Herzbewegung erforderlich ist, wenn dieses Verfahren zur Bewegungsschätzung angewendet wird.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Schätzen der Bewegung eines Teils eines Objekts (22) unter Verwendung eines CT-Abbildungssystems (10), mit den Schritten
Abtasten des Objekts mit dem CT-Abbildungssystem zur Erfassung konjugierter Datenabtastungen, Analysieren der konjugierten Datenabtastungen zur Beseitigung von Daten, die überlappende Nicht-Bewegungs-Abschnitte des Objekts darstellen, und Schätzen einer Herzbewegung aus den analysierten konjugierten Datenabtastungen.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Analysieren der konjugierten Datenabtastungen den Schritt der Differenzierung der konjugierten Datenabtastungen umfasst.
3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Analysieren der konjugierten Datenabtastungen den Schritt der Herleitung eines Skalierungsfaktors zur Multiplikation jeder Projektion umfasst.
4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Objekt (22) ein Patient ist, und der Schritt der Analyse der konjugierten Abtastungen zur Beseitigung überlappender Nicht-Bewegungs-Abschnitte des Objekts das Entfernen von Daten umfasst, die Patientenrippen (52) und Brustwände (54) darstellen.
5. Verfahren nach Anspruch 4, ferner mit dem Schritt Anwenden eines Schwellenwerts bei den analysierten Daten zur Identifizierung von Herzkanten (74, 76), die in den analysierten Daten dargestellt sind.
6. Verfahren nach Anspruch 5, ferner mit den Schritten Rekonstruieren eines Bildes (56) aus den analysierten Daten und Identifizieren von Herzprojektionsgrenzen von Ansicht zu Ansicht zur Identifizierung eines Herzbereichs (70) in dem Bild.
7. Verfahren nach Anspruch 6, ferner mit dem Schritt Verringern eines Bildrauschens durch Tiefpassfilterung und/oder Kurvenanpassung der analysierten Daten, die zur Erzeugung des rekonstruierten Bildes (56) verwendet werden.
8. Verfahren nach Anspruch 6, ferner mit dem Schritt der Bestimmung einer Herzbewegungssignatur (64).
9. Verfahren nach Anspruch 8, wobei die Analyse der konjugierten Datenabtastungen den Schritt der Differenzierung der konjugierten Datenabtastungen um-

fasst, und wobei die Bestimmung einer Herzbewegungssignatur (64) den Schritt der Durchschnittsbildung der differenzierten konjugierten Datenabtastungen für jede Ansicht zur Anzeige eines Herzbewegungsausmaßes umfasst.

10. Verfahren nach Anspruch 5, ferner mit dem Schritt Bewerten des Bildes (56) des Patientenherzens (50) bezüglich der Verkalkung.

11. Verfahren nach Anspruch 5, ferner mit dem Schritt der Positionierung des Patienten derart, dass sich das Patientenherz (50) im Mittelpunkt eines 45 cm Ansichtsfeldes befindet.

12. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Analyse der konjugierten Datenabtastungen den Schritt der Differenzierung konjugierter Datenabtastungen umfasst, die sich im Projektionswinkel um ein ganzzahliges Vielfaches von π unterscheiden.

13. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die konjugierten Datenabtastungen über ein Zeitintervall zwischen 0 s und 1/8 s erfasst werden.

14. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die erfassten konjugierten Datenabtastungen Datenabtastungen enthalten, die Kantenzellen darstellen, und wobei die Analyse der konjugierten Datenabtastungen zur Entfernung der Daten, die überlappende Nicht-Bewegungs-Abschnitte des Objekts (22) darstellen, die Schritte umfasst

Differenzieren der konjugierten Datenabtastungen und Bilden des Durchschnitts der Datenabtastungen, die Kantenzellen darstellen, um einen in den differenzierten konjugierten Datenabtastungen induzierten Bias zu bestimmen.

15. Verfahren nach Anspruch 14, wobei das CT-Abbildungssystem (10) ein Erfassungsarray (18) mit einer Vielzahl von Erfassungselementen (20) enthält, die Durchschnittsbildung der Daten, die Kantenzellen darstellen, den Schritt der Durchschnittsbildung von Daten umfasst, die von Erfassungselementen (62) an entgegengesetzten Enden des Erfassungsarrays erfasst werden, um einen DC-Bias von Ansicht zu Ansicht zu bestimmen,

und das Verfahren den Schritt der Subtraktion des DC-Bias von den Differenzialsignalen pro Ansicht umfasst.

16. CT-Abbildungssystem (10) zur Schätzung der Bewegung eines Teils eines Objekts (22), wobei das System konfiguriert ist

das Objekt mit dem CT-Abbildungssystem zur Erfassung konjugierter Datenabtastungen abzutasten, die konjugierten Datenabtastungen zur Beseitigung von Daten zu analysieren, die überlappende Nicht-Bewegungs-Abschnitte des Objekts darstellen, und eine Herzbewegung (64) aus den analysierten konjugierten Datenabtastungen zu schätzen.

17. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 16, wobei das System zur Analyse der konjugierten Datenabtastungen zum Differenzieren der konjugierten Datenabtastungen eingerichtet ist.

18. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 16, wobei das System zur Analyse der konjugierten Datenabtastungen zum Herleiten eines Skalierungsfaktors zur Multiplikation jeder Projektion eingerichtet ist.

19. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 16, wobei das Objekt (22) ein Patient ist, und das System zur Analyse der konjugierten Abtastungen zur Beseitigung überlappender Nicht-Bewegungs-Abschnitte des Objekts zum Entfernen von Daten eingerichtet ist, die Patientenrippen (52) und Brustwände (54) darstellen.

20. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 19, das

ferner zum Anwenden eines Schwellenwerts bei den analysierten Daten zur Identifizierung von Herzkanten (74, 76) eingerichtet ist, die in den analysierten Daten dargestellt sind.

21. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 20, das ferner zur Rekonstruktion eines Bildes (56) aus den analysierten Daten und zur Identifizierung von Herzprojektionsgrenzen von Ansicht zu Ansicht zur Identifizierung eines Herzbereichs (70) in dem Bild eingerichtet ist.

22. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 21, das ferner zur Verringerung von Bildrauschen durch Tiefpassfilterung und/oder Kurvenanpassung der analysierten Daten eingerichtet ist, die zur Erzeugung des rekonstruierten Bildes (56) verwendet werden.

23. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 21, das ferner zur Bestimmung einer Herzbewegungssignatur (64) eingerichtet ist.

24. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 23, wobei das System zur Analyse der konjugierten Datenabtastungen zum Differenzieren der konjugierten Datenabtastungen eingerichtet ist, und wobei das System zur Bestimmung einer Herzbewegungssignatur (64) zur Durchschnittsbildung der differenzierten konjugierten Datenabtastungen für jede Ansicht zur Anzeige eines Herzbewegungsausmaßes eingerichtet ist.

25. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 20, das ferner zum Tragen des Patienten (22) derart eingerichtet ist, dass das Patientenherz (50) im Mittelpunkt eines 45 cm Ansichtsfeldes liegt.

26. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 16, wobei das System zur Analyse der konjugierten Datenabtastungen zum Differenzieren konjugierter Datenabtastungen eingerichtet ist, die sich im Projektionswinkel um ein ganzzahliges Vielfaches von π unterscheiden.

27. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 16, das zur Erfassung der konjugierten Datenabtastungen über ein Zeitintervall zwischen 0 Sekunden und 1/8 Sekunden eingerichtet ist.

28. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 16, das zur Erfassung konjugierter Datenabtastungen mit Datenabtastungen eingerichtet ist, die Kantenzellen darstellen und wobei das System zur Analyse der konjugierten Datenabtastungen zur Entfernung von Daten, die überlappende Nicht-Bewegungs-Abschnitte des Objekts darstellen, zum Differenzieren der konjugierten Datenabtastungen und zur Durchschnittsbildung von Datenabtastungen eingerichtet ist, die Kantenzellen darstellen, um einen in den differenzierten konjugierten Datenabtastungen induzierten Bias zu bestimmen.

29. CT-Abbildungssystem (10) nach Anspruch 28, ferner mit einem Erfassungsarray (18) mit einer Vielzahl von Erfassungselementen (20), wobei das System zur Durchschnittsbildung von Daten, die Kantenzellen darstellen, zur Durchschnittsbildung von Daten eingerichtet ist, die von Erfassungselementen (62) an entgegengesetzten Enden des Erfassungsarrays erfasst werden, um einen DC-Bias von Ansicht zu Ansicht zu bestimmen, und das System ferner zur Subtraktion des DC-Bias von den differenziellen Signalen pro Ansicht eingerichtet ist.

FIG.1

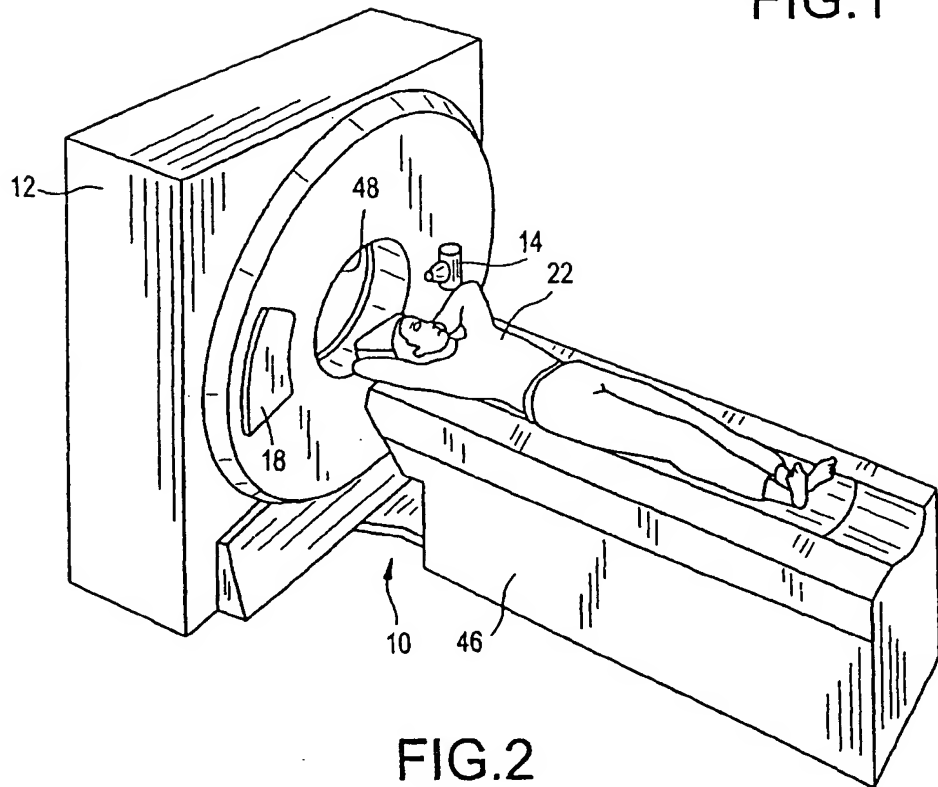


FIG.2

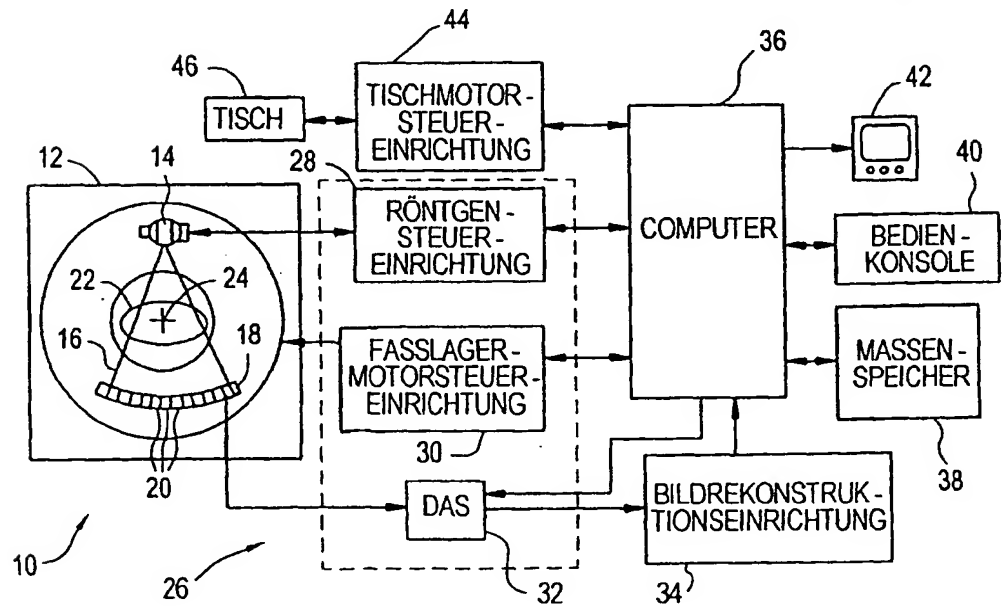


FIG. 3

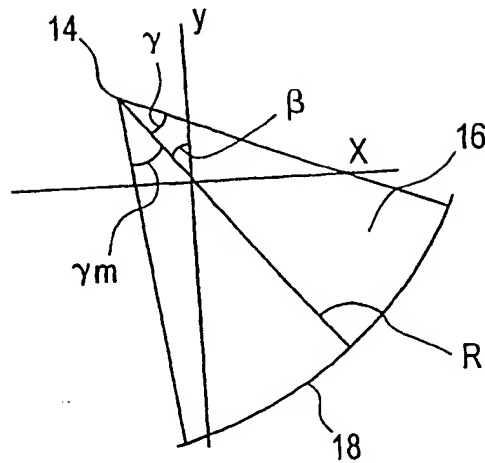


FIG. 6

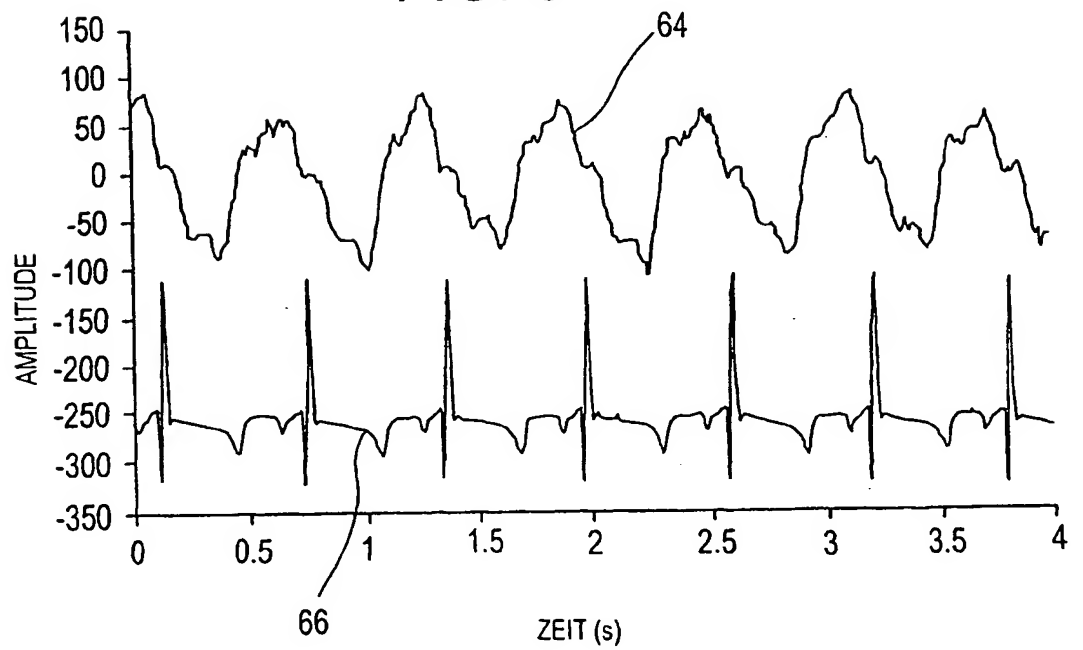


FIG. 4

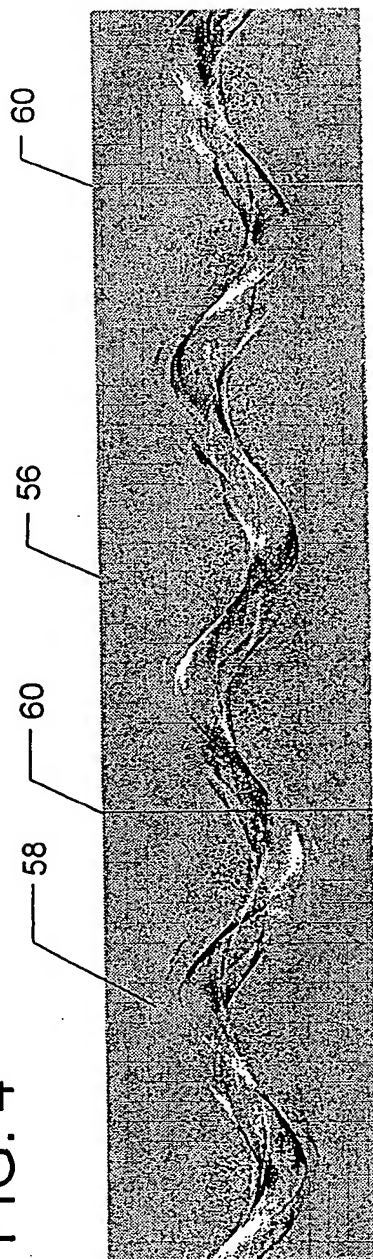


FIG. 5

